

Appareil de premier secours de respiration artificielle.

M. JACQUES RICHER résidant en France (Finistère).

Demandé le 24 décembre 1965, à 16^h 20^m, à Paris.

Délivré par arrêté du 26 décembre 1966.

(Bulletin officiel de la Propriété industrielle, n° 5 du 3 février 1967.)

(Brevet d'invention dont la délivrance a été ajournée en exécution de l'article 11, § 7, de la loi du 5 juillet 1844 modifiée par la loi du 7 avril 1902.)

La présente invention concerne un appareil de premier secours de respiration artificielle, à appliquer par un sauveteur à une victime d'asphyxie ou de paralysie respiratoire, noyade, hydrocution, électrocution ou de certaines défaillances cardiaques (fibrillations), de façon à maintenir une oxygénation relative du cerveau de la victime, et retarder ainsi la survenance de lésions irréversibles, en attendant l'arrivée de secours organisés.

On sait que cette respiration artificielle se pratique couramment par le « bouche à bouche », qui tout en étant, faute de mieux, la voie du salut, risque d'être inefficace si la tête de la victime n'est pas assez rejetée en arrière, d'être de rythme insuffisant (nécessité pour le sauveteur de faire des inspirations profondes), d'être de qualité insuffisante (air en partie usé fourni par le sauveteur). On sait aussi que la respiration artificielle doit être accompagnée si possible d'un massage cardiaque externe; or, si le sauveteur est seul, il ne peut pratiquement pas faire l'un et l'autre. La respiration artificielle gagne enfin à être associée à l'oxygénothérapie.

L'invention a principalement pour objet de présenter un appareil simple et robuste, de maintenance quasi-nulle, qui permette la mise en œuvre automatique de la respiration artificielle sur un patient supposé allongé horizontalement.

A cette fin selon l'invention, l'appareil est essentiellement constitué par un cylindre dont au moins une partie est disposée sous le cou du patient, et qui présente, alignés selon une génératrice, trois orifices reliés extérieurement, le premier dit de charge à une source de gaz frais, le second dit d'insufflation et le troisième dit d'évacuation, tous deux à un masque bucco-nasal appliqué sur le visage du patient au moyen de brides attachées à une plaque souple prolongeant tangentiellement le cylindre, pour être disposée sous la tête du patient, lesdits orifices étant reliés intérieurement, le premier et le second à une chambre étanche dite de charge-

insufflation, le troisième à une chambre dite d'évacuation, ces deux chambres étant isolées l'une de l'autre, ledit cylindre renfermant un rotor, à un arbre coaxial, entraîné à vitesse uniforme de 14 à 18 tr/mn par un moteur et un réducteur, et à trois tambours-soupapes en forme de secteurs cylindriques, chacun axialement centré sur un desdits orifices, les dimensions de ceux-ci, les valeurs angulaires des évidements des tambours ainsi que les décalages entre plans limitrophes de ceux-ci étant choisis de façon à ce que sur un tour dudit rotor correspondant à un cycle respiratoire, d'une part, se succèdent côté patient un temps d'insufflation entraînant dilatation des poumons de l'ordre d'1/9, un d'utilisation et un d'évacuation des gaz, d'autre part, côté source, un temps de charge prene place en dehors du temps d'insufflation.

Ces objets, caractéristiques et avantages, ainsi que d'autres ressortiront mieux de la description détaillée qui suit de deux formes de réalisation données à titre d'exemples non limitatifs, en relation avec les dessins annexés dans lesquels :

Les figures 1 et 1a sont des vues partielles d'un appareil selon l'invention avec plaque appui-tête et masque bucco-nasal;

La figure 2 est une vue en coupe longitudinale du cylindre d'un appareil selon l'invention, selon une première forme de réalisation;

La figure 2a est une vue schématique en bout d'arbre d'un rotor correspondant au cylindre de la figure 2;

La figure 2b est un graphe des différents temps du cycle réalisé par le rotor de la figure 2a tournant dans le cylindre de la figure 2;

Les figures 3 à 3b sont des vues analogues à celles des figures 2 à 2b respectivement, mais concernant une seconde forme de réalisation de l'appareil selon l'invention.

En se référant maintenant aux figures, et en premier lieu aux figures 2 et 1a, un appareil de respi-

ration artificielle selon l'invention comporte un cylindre métallique 1, fermé, -sous réserve de trois orifices latéraux qui seront vus plus loin, -recouvert d'une matière plastique telle que caoutchouc, de manière que son diamètre extérieur ait une valeur convenable, par exemple de 8 cm. Ce cylindre est en effet destiné à être placé sous le cou d'un patient supposé allongé horizontalement, de manière à assurer l'extension de la tête et par conséquent le dégagement des voies respiratoires supérieures. Le cylindre 1 renferme d'autre part un mécanisme, qui sera décrit plus loin, dont il fait partie intégrante, et qui est ainsi mis à l'abri des risques de souillures et de dégradations.

L'enveloppe en matière plastique du cylindre se raccorde, tangentiellement à une génératrice, à une plaque 2 en feuille plastique semi-rigide, par exemple rectangulaire de dimensions et d'épaisseur convenables, et munie sur sa face libre côté cylindre, de part et d'autre de sa partie centrale, d'un certain nombre de boutons ou plots 31 en relief, de hauteur et d'espacement convenables. La plaque ainsi agencée est en effet destinée à caler la tête du patient tout en l'isolant du sol, ou de toute autre surface d'appui, et surtout à fixer sur le visage un masque 3, au moyen de brides 36, en forme de lanières, munies chacune à son extrémité libre, d'une ou deux boutonnières.

Ce masque 3 destiné à recouvrir la bouche et le nez du patient (mais non les yeux car le sauveteur doit pouvoir s'assurer de l'état de dilatation des pupilles du patient), est d'un type apparenté à ceux connus sous les noms de masques de Camus, Collins, etc. Il est en matière plastique mince, au moins translucide, de façon à ce que l'on puisse vérifier qu'il n'est pas bouché par des matières rejetées par le patient. Toutefois, son contour inférieur 32 est en matériau mousse ou alvéolaire, de façon à assurer un contact franc avec la peau sans la léser, suffisamment étanche compte tenu des faibles pressions mises en jeu. Enfin, sa partie terminale 33, au lieu d'être droite comme dans les types de masques précités est inclinée par exemple vers la gauche, pour pouvoir être reliée au cylindre 1 par un tuyau flexible 34 de diamètre convenable, par exemple de 2 cm, pour assurer une libre circulation des gaz de respiration sans perte de charge excessive, avec le minimum de courbure du tuyau, celui-ci se terminant par une pièce de raccordement 35 avec le cylindre 1.

La forme de réalisation la plus simple du cylindre 1 est celle représentée sur la figure 2. Le cylindre 1 présente, comme on l'a déjà dit, trois orifices *a*, *b*, *c*, disposés au long d'une génératrice *a*, proche d'une extrémité (par exemple celle de droite sur la figure) du cylindre *b-c*, à une certaine distance du précédent, de part et d'autre d'une cloison étanche 12, divisant le cylindre en deux chambres D et E,

l'une bien étanche, D, dite de charge-insufflation l'autre E communiquant avec l'air libre, dite d'évacuation. Ces orifices sont, en service, reliés de façon étanche, *a*, par un tuyau flexible à une source de gaz frais, par exemple une bouteille de gaz comprimé (air, air suroxygéné, voire même oxygène pur) par l'intermédiaire d'un détendeur (bouteille et détendeur non représentés), *b* et *c*, au masque 3 par le tuyau 34 précité. La génératrice du cylindre suivant laquelle sont disposés les trois orifices *a*, *b*, *c*, est choisie de façon à ce que ce tuyau 34 ait le moins de courbure possible.

D'autre part, le cylindre 1 renferme, comme on l'a également déjà mentionné, un mécanisme dont il fait partie intégrante et qui est agencé de la façon suivante. Un rotor est constitué par un arbre 13, coaxial au cylindre 1, et entraîné, par l'intermédiaire d'un réducteur 14, par un moteur 15, par exemple autonome et par exemple un simple ressort à ruban enroulé en spirale, mis sous tension au moyen d'une manivelle axiale (non représentée), de façon à ce que le rotor tourne à une vitesse uniforme convenable, par exemple de 15 à 18 tr/mn, et de préférence de 15 tr/mn, la cadence de respiration artificielle, compte tenu de la longueur accrue du trajet aller et retour à accomplir par l'air, devant être légèrement plus lente que la cadence naturelle. Cet arbre 13 relativement long est porté par trois paliers 131-133, dont 131, tout proche de l'orifice *a* du côté de l'extrémité adjacente du cylindre, est par exemple un simple croisillon, 132, en réalité un presse-étoupe de traversée de la cloison étanche 12 et 133, faisant normalement partie du réducteur 14. L'arbre 13 porte lui-même, calés sur lui, trois tambours métalliques A, B, C, échancrés en secteurs-cylindriques, qui tournent à frottement doux dans le cylindre 1 et qui, en direction axiale, sont respectivement centrés sur les trois orifices *a*, *b*, *c* précités. Ces trois tambours sont de longueur axiale convenable de manière à former joint de part et d'autre des orifices *a-b-c* quand ceux-ci sont fermés par un « plein » du cylindre associé. Les tambours coopèrent avec les orifices pour jouer le rôle de soupapes et mettre en communication rythmée, du fait de la rotation des tambours échancrés en face des orifices associés, la chambre D alternativement, par *a* avec la source de gaz frais (chargé de l'appareil en gaz frais) et par *b* avec les poumons du patient (insufflation de gaz frais à celui-ci), la chambre E, par *c*, avec les poumons du patient (évacuation des gaz rejetés par lui). Les tambours A, B, C, sont creux pour réduire le poids de l'appareil et les effets de balourd dus aux échancrures des cylindres.

On se propose de préciser maintenant comment le cycle voulu est réalisé par un choix convenable des extensions dans les deux sens (axiale et périphérique) ainsi que des formes des orifices *a*, *b*, *c*, d'une part, des valeurs angulaires des parties évidées (ou pleines)

des tambours A, B, C, ainsi que des décalages entre plans limitrophes de celles-ci, d'autre part.

Le cycle (un tour de rotor) doit être organisé de façon à respecter les impératifs suivants :

Côté patient doivent se succéder, bien séparés et convenablement dosés en fonction des conditions opératoires ci-dessus indiquées, un temps d'insufflation, un temps d'utilisation et un temps d'évacuation. En particulier, la durée du temps d'insufflation doit tenir compte de la pression après détente des gaz sortant du cylindre, celle du temps d'évacuation doit être supérieure à la précédente pour ne pas courir le risque de « gonfler » le patient, enfin, celle d'utilisation, séparant les deux précédentes, suffisante pour que les gaz, non seulement aient le temps d'effectuer un parcours aller et retour plus long (tuyau et masque) que normalement, mais soient aussi efficacement utilisés par les poumons du patient;

Côté source un temps de charge doit prendre place en dehors du temps d'insufflation, et être d'une durée suffisante pour permettre le rétablissement de la pression haute dans la chambre D du cylindre.

On se référera maintenant à la figure 2a qui représente, vu en bout, du côté du palier 131, le rotor de l'appareil, réduit au trois tambours dont les rayons vont sur la figure en décroissant de A à C, comme sous l'effet de la perspective. Vu de ce côté, le rotor est supposé tourner dans le sens des aiguilles d'une montre, comme l'indique la flèche de la figure. Celle-ci rappelle également l'existence des trois orifices a , b , c , simplement symbolisés par trois arcs de cercles ξ , η , ζ , en trait interrompu, qui concrétisent la position et l'extension angulaires de ces orifices. On remarquera d'une part que les trois orifices ont, dans le sens du mouvement, leurs origines alignées dans un même plan diamétral, d'autre part que leurs extensions angulaires, en appelant R le rayon commun des tambours, équivalent au rayon intérieur du cylindre a_1 , b_1 , c_1 , leurs extensions métriques comptées sur un cercle de section droite de rayon R, sont d'une façon très générale en radians :

$$a_1/R = \xi \quad b_1/R = \eta \quad c_1/R = \zeta$$

et que dans le cas de la figure 2a, on a pris pour plus de simplicité :

$$\zeta < \xi = \eta$$

La figure 2a représente le rotor à l'instant t_1 où le tambour A achève de fermer l'orifice a . A cet instant t_1 , le tambour B commence à ouvrir l'orifice b . A cet effet, le plan OB_1 est, dans le sens du mouvement, décalé en arrière du plan OA_1 de l'angle ξ . Au même instant, t_1 le tambour C achève de fermer l'orifice c . A cet effet, le plan OC_1 est, dans le sens du mouvement, décalé en avant du

plan OB_1 de l'angle ζ . Cet instant t_1 marque donc (voir aussi la fig. 2b) la fin d'un temps de charge et d'un temps d'évacuation, le début d'un temps d'insufflation.

A l'instant t_2 , après rotation d'un angle β à partir de l'instant t_1 , le tambour B achève de fermer l'orifice b et le tambour A commence à rouvrir l'orifice a . A cet effet, le plan OA_2 est, dans le sens du mouvement, décalé en arrière du plan OB_2 de l'angle η . Cet instant t_2 marque donc la fin d'un temps d'insufflation et le début d'un temps de charge.

A l'instant t_3 , après rotation d'un angle μ à partir de l'instant t_2 , le tambour C commence à rouvrir l'orifice c . Cet instant t_3 marque donc le début d'un temps d'évacuation.

A l'instant t_4 , après rotation d'un angle γ à partir de l'instant t_3 , ou α à partir de l'instant t_2 , les tambours A et C achèvent simultanément de fermer leurs orifices respectifs a et c , et le cycle recommence.

On voit que dans cette forme de réalisation les durées des trois temps d'insufflation, d'utilisation et d'évacuation, sont entre elles comme les angles β , μ et γ qui totalisent 360° , et que la durée du temps de charge, qui correspond à α , est la somme de celles des temps d'utilisation et d'évacuation.

Un calcul approximatif permet de se faire une idée de l'encombrement à donner à la chambre D du cylindre 1, à partir de certaines données physiologiques et de la pression réalisée avant détente dans cette chambre. On considère les deux masses gazeuses qui occupent séparément, juste avant l'ouverture de l'orifice b , l'une le volume libre u dans la chambre D sous la pression P_1 de charge, l'autre le volume V de l'ensemble poumons-masque-tuyau de raccordement sous une pression assimilable à la pression atmosphérique P_0 . Ces deux masses gazeuses étant toutes deux à une température voisine de l'ambiante peuvent se voir appliquer la loi de Mariotte. La pression P_2 du mélange de ces deux masses gazeuses, après ouverture de l'orifice b , a dès lors pour première expression :

$$(1) \quad P_2 = \frac{V P_0 + u P_1}{V + u}$$

Si l'on désigne d'autre part par v l'augmentation de volume des poumons du patient, -masque et tuyau de raccordement étant supposés de volume invariable, -cette dilatation correspondant à la masse gazeuse insufflée de la chambre D aux poumons, après fermeture de l'orifice b , la pression P_2 finale a comme seconde expression :

$$(2) \quad P_2 = \frac{P_0 (V + v)}{V}$$

De (1) et (2) on tire :

$$(3) \quad u = \frac{V v}{P_1/P_0 - 1 - v}$$

volume qui est aussi égal à :

$$(4) \quad \frac{\pi}{4} (D^2 - d^2) l$$

en appelant l , la longueur libre de la chambre D, puis D et d les diamètres respectifs de la chambre D et de l'arbre du rotor.

Exemple 1. — Pour un adulte on compte que le cylindre extérieur doit, comme on l'a déjà dit, avoir un diamètre extérieur de l'ordre de 8 cm, donc un diamètre intérieur d'environ 7 cm, que les volumes V et v sont respectivement d'environ 4 500 et 500 cm³.

On prend raisonnablement d'autre part :

$$P_0 = 1 \text{ atm} \quad P_1 = 1,5 \text{ atm} \quad d = 1 \text{ cm}$$

On tire alors de (3) et (4) :

$$u \neq 1300 \text{ cm}^3 \text{ et } l \neq 34 \text{ cm}$$

On remarquera que les tambours A et B pourraient, a peu de chose près une fois démontés, s'emboîter l'un dans l'autre. Si l'on admet d'une part que les orifices a , b , c , ont des extensions en direction axiale de 2 cm (équivalentes au diamètre intérieur du tuyau de raccordement avec le masque), donc les tambours A-B, un encombrement axial commun de 4 cm, d'autre part que le palier 131 est de 2 cm d'épaisseur, on aboutit à donner à la chambre D une longueur intérieure de l'ordre de 40 cm.

Compte tenu de la cloison étanche 12, des organes situés du côté de la chambre E, des épaisseurs des fonds et enveloppe du cylindre, celui-ci a une longueur hors tout d'environ 50 cm.

Les différents temps comptés en valeurs angulaires sont les suivants (voir fig. 2b).

$$\begin{aligned} \beta &= 135^\circ & \mu &= 75^\circ & \gamma &= 150^\circ \\ \alpha &= 225^\circ & \xi &= \eta = 35^\circ & \zeta &= 15^\circ \end{aligned}$$

On a encore la possibilité de jouer sur l'extension en direction axiale des orifices a , b , c , (sous réserve des marges de garde à conserver par rapport aux extensions axiales des tambours-soupapes correspondantes), ainsi que sur la forme à donner à ces orifices (ronde, rectangulaire, etc.). C'est ainsi que dans le cas de l'exemple 1, il est bon de donner à l'orifice b une forme triangulaire, de façon à ce que l'insufflation commençant par la pointe de ce triangle soit progressive, malgré la pression régnante dans la chambre D.

Pour achever la description du présent exemple, la plaque appui-tête est une feuille plastique rectangulaire de 50×20 cm² et de 3 à 4 mm d'épaisseur, présentant des boutons de 1 cm de hauteur espacés de 3 à 4 cm.

La figure 3 a trait à une seconde forme de réalisation de l'appareil selon l'invention qui diffère essentiellement de la première en ce que

d'une part le moteur entraînant le rotor n'est plus autonome, mais alimenté par une source d'énergie extérieure, d'autre part, la source de gaz frais n'est plus une bouteille de gaz comprimé, mais l'atmosphère, ce qui permet de ne pas prévoir de tubulure au niveau de l'orifice a .

Il faut alors que l'appareil soit doté de moyens supplémentaires permettant de porter l'air atmosphérique de charge à la pression voulue pour permettre l'insufflation. Pour éviter la complication d'un compresseur, entraînant la nécessité d'un second moteur et/ou d'un second démultiplicateur, cette mise en pression de l'air de charge est réalisée au moyen d'un piston, animé dans une chambre de volume utile D_1 d'un mouvement alternatif de translation axiale, lié à celui de rotation du rotor. Pour que ce mouvement du piston n'ait pas de répercussions fâcheuses sur la régularité de rotation du rotor qui conditionne celle du cycle de respiration artificielle, il faut que la course du piston soit aussi réduite que possible et par conséquent que le volume de la chambre D soit diminué par rapport à la forme de réalisation précédente, que la chambre D_1 soit d'un rayon plus grand que le cylindre l .

Sous ces réserves l'appareil est de structure et de fonctionnement analogues à ceux décrits sur la base de la première forme de réalisation.

Soit à rechercher une solution acceptable au point de vue dimensionnel, par un nouveau calcul approximatif ayant quelques points communs avec le précédent.

On suppose qu'une masse d'air occupe initialement sous la pression atmosphérique P_0 , les volumes V de l'ensemble poumons-masque-tuyau de raccordement, u de la chambre D et u_1 de la chambre D_1 de compression. Après compression telle que la chambre D_1 a vu son volume ramené de u_1 à zéro, la pression de l'air dans la chambre est devenue :

$$(1') \quad P_2 = P_0 \frac{V + u + u_1}{V + u}$$

Avec les mêmes notations que précédemment, on a d'autre part comme ci-dessus :

$$(2') \quad P_2 = P_0 \frac{V + v}{V}$$

De (1') et (2') on tire :

$$(3') \quad u_1 = v \left(1 + \frac{u}{V} \right)$$

volume qui est aussi égal à :

$$(4') \quad \pi/4 d_1^2 l_1$$

en appelant respectivement d_1 et l_1 le diamètre et la longueur utiles de la chambre D_1 de compression.

Exemple 2. — On admet sans changement par rapport à l'exemple 1 : $V = 4500$ cm³; $D = 7$ cm; $d = 1$ cm.

Largeur commune des tambours = 4 cm. mais on prend ici $V = 600 \text{ cm}^3$ (au lieu de 500 cm^3) compte tenu à la fois de ce que la compression est très progressive et de ce que l'air ne peut plus en principe être suroxygéné.

On admet d'autre part que la longueur utile de la chambre D ne peut guère être réduite au-dessous de 22 cm, largeur de la tête du patient augmentée de celle d'un seul tambour (A et B) étant considérées à peu de chose près comme complémentaires).

Dans ces conditions le volume de la chambre D est $v \neq 830 \text{ cm}^3$.

On en tire $v_1 \neq 710 \text{ cm}^3$ et $d_1^2 l_1 \neq 900 \text{ cm}^3$.

Pour réduire autant que faire se peut la longueur de course du piston on prend $d_1 = 20 \text{ cm}$ $l_1 \neq 3 \text{ cm}$.

On est ainsi conduit à prolonger le cylindre au-delà du tambour A par un cylindre de compression coaxial d'un diamètre extérieur de l'ordre de 21 cm, au-delà duquel on loge d'une façon ou d'une autre les organes d'entraînement du piston et du rotor.

La chambre E du premier exemple se trouve réduite à peu de chose près à l'espace dans lequel tourne le tambour C et qui communique avec l'air libre par des ouvertures suffisamment grandes pour ne pas opposer de résistance au flux d'air évacué, ouvertures pratiquées dans la face frontale terminale du cylindre (non représentées).

Il faudra donc surélever la civière supportant le malade d'une dizaine de centimètres pour que le cylindre 1 puisse être disposé horizontalement.

L'agencement du piston et de ses moyens d'entraînement ressort dès lors de la figure 3. Dans la chambre D_1 se meut un piston 51 coaxial à l'arbre 13 et traversé par lui grâce à un presse-étoupe 134. Le piston 51 est d'autre part empêché de tourner grâce à plusieurs encoches (non représentées), au nombre par exemple de trois, pratiquées à sa périphérie, et qui coopèrent avec des bossages rectilignes disposés suivant des génératrices de la partie cylindrique de la chambre D_1 pour faire office de moyens de guidage. En arrière du piston 51 et calé sur l'arbre 13 un tambour creux, mais suffisamment épais 52, est pourvu d'un certain nombre de rainures, par exemple au nombre de trois, 521-523, en courbes fermées identiques mais décalées de 120° de l'une à l'autre, qui coopèrent avec des tiges rigides respectivement associées 511-513, solidaires du piston 51, de direction générale axiale, recourbées finalement à angle droit, pour se terminer par des genouillères à billes, 511a-513a, chacune de ces billes roulant dans la rainure associée. Le profil commun aux rainures 521-523 une fois développé correspond à la courbe se trouvant à droite de la figure 3b, dont l'extension axiale est égale à la course du piston 51.

Dans le cas de l'exemple 2 les différents temps

comptés en valeurs angulaires sont les suivants (voir fi. 3a et 3b) en équilibrant les durées de charge et d'insufflation.

$$\begin{aligned} \beta &= 135^\circ & \mu &= 75^\circ & \gamma &= 150^\circ \\ \alpha &= 135^\circ & \xi &= \eta = \zeta &= 35^\circ \end{aligned}$$

Compression et aspiration par le jeu du piston 51 se font chacune sur 100° , avec paliers intermédiaires chacun de 80° . Les avances du démarrage de la compression sur l'ouverture de b à l'insufflation d'une part, du démarrage de l'aspiration sur l'ouverture de a à la charge d'autre part, sont également équilibrés à 20° .

La courbe de la figure 3b est donnée à titre purement indicatif. Elle peut en effet être modifiée en fonction des données actuelles ou à venir sur la physiologie de la respiration. Sur demande, elle pourrait même être « personnalisée » c'est-à-dire correspondre exactement aux caractéristiques respiratoires (temps, volumes et pressions) d'un individu déterminé.

Il est clair que d'autres combinaisons sont possibles, par exemple que la seconde forme de réalisation pourrait également être utilisée en liaison avec une bouteille d'air oxygénée à faible pression.

RÉSUMÉ

L'invention concerne un appareil de premier secours pour mise en œuvre de respiration artificielle sur un patient supposé allongé horizontalement caractérisé en ce qu'il est essentiellement constitué par un cylindre dont au moins une partie est disposée sous le cou du patient, et qui présente, alignés selon une génératrice, trois orifices reliés extérieurement, le premier dit de charge à une source de gaz frais, le second dit d'insufflation et le troisième dit d'évacuation, tous deux à un masque bucco-nasal appliqué sur le visage du patient au moyen de brides attachées à une platine souple prolongeant tangentiellement le cylindre pour être disposée sous la tête du patient, lesdits orifices étant reliés intérieurement, le premier et le second à une chambre étanche dite de charge-insufflation, le troisième à une chambre dite d'évacuation, ces deux chambres étant isolées l'une de l'autre, ledit cylindre renfermant un rotor à un arbre coaxial, entraîné à vitesse uniforme de 14 à 18 tours/minute par un moteur et un réducteur, et à trois tambours-soupapes en forme de secteurs cylindriques, chacun axialement centré sur un desdits orifices, les dimensions de ceux-ci, les valeurs angulaires des évidements des tambours ainsi que les décalages entre plans limitrophes de ceux-ci étant choisis de façon à ce que sur un tour dudit rotor correspondant à un cycle respiratoire, d'une part se succèdent côté patient un temps d'insufflation entraînant dilatation

des poumons de l'ordre d'1/9, un d'utilisation et un d'évacuation des gaz, d'autre part côté source, un temps de charge prenne place en dehors du temps d'insufflation.

L'appareil de l'invention est caractérisé en outre par les points suivants pris isolément ou en combinaison :

1° Ledit moteur est autonome et par exemple un moteur purement mécanique remonté par une manivelle;

2° Ledit moteur est actionné par une source d'énergie extérieure par exemple batterie ou secteur électrique;

3° Ladite source de gaz frais est une bouteille d'air comprimé éventuellement suroxygéné munie d'un détendeur;

4° Ledit détendeur est muni d'un organe réglable avec repères étalonnés pour adapter la pression à l'âge estimé du patient;

5° Ladite source de gaz frais est l'atmosphère, auquel cas l'appareil comporte en plus un moyen

de mettre l'air de charge sous pression avant l'insufflation;

6° Ledit moyen de mise sous pression est un piston dont le mouvement alternatif de direction axiale dans une chambre additionnelle est lié à celui de rotation du rotor par un moyen transformateur de mouvement;

7° Ledit moyen transformateur de mouvement est constitué par des ergots solidaires du piston et terminés par des genouillères à billes, ces billes coopérant avec des rainures creusées selon le profil voulu à la surface latérale d'un cylindre calé sur l'arbre du rotor;

8° L'appareil est doté d'un moyen de contrôle, par exemple un sifflet inséré dans l'orifice d'insufflation permettant de vérifier son bon fonctionnement en service, notamment en ce qui concerne la cadence et la régularité des insufflations.

JACQUES RICHER

Par procuration :

Cabinet René MARTINET

FIG. 1

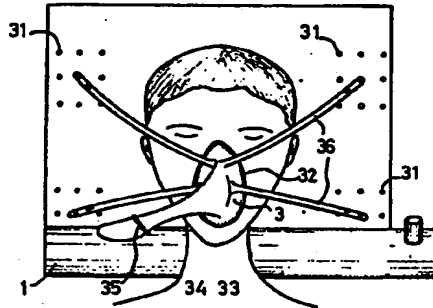
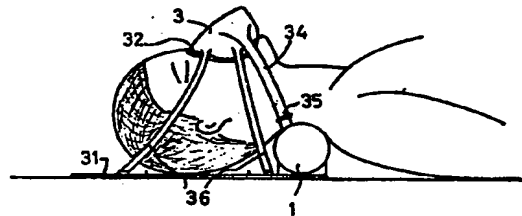
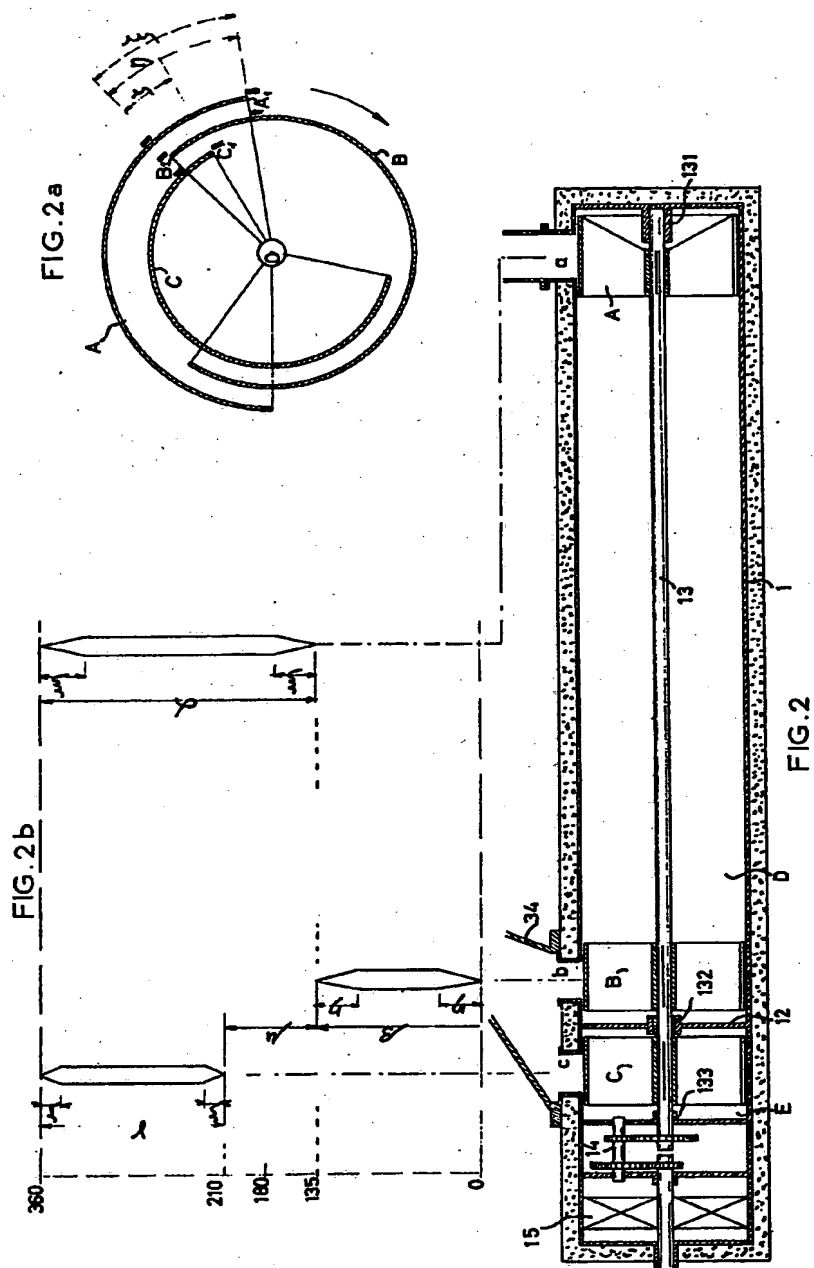


FIG. 1a





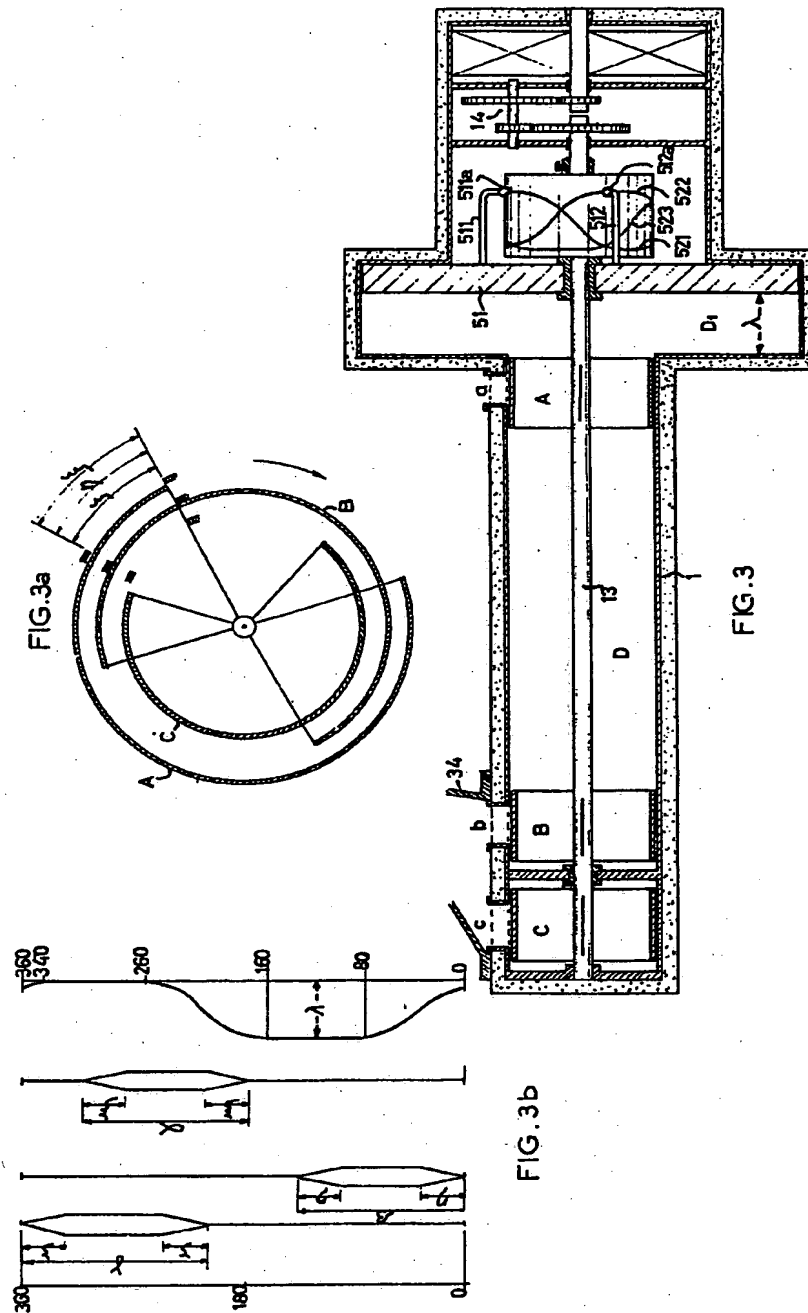


FIG. 3b

This Page is inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLORED OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REPERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning documents *will not* correct images problems checked, please do not report the problems to the IFW Image Problem Mailbox